

★ corresponding

to J. P. App/n.

Publication No. 8-12332

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 63-201618

(43)Date of publication of application : 19.08.1988

(51)Int.Cl.

G02B 23/24  
A61B 1/00

(21)Application number : 62-034884

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 18.02.1987

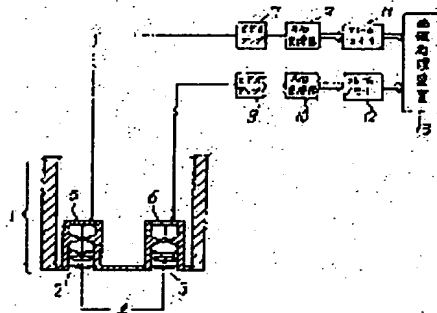
(72)Inventor : HATTORI SHINICHIRO  
TSUJIUCHI JUNPEI  
HONDA TOSHIO  
OOYAMA NAGAAKI  
KIKUCHI SUSUMU  
NONAMI TETSUO  
MIYAZAKI AKIHIKO

## (54) THREE-DIMENSIONAL MEASURING ENDOSCOPE DEVICE

### (57)Abstract:

PURPOSE: To obtain three-dimensional information without damaging an object by measuring the object in three dimensions without contacting according to image data on the object at plural view points on an endoscope and distance data among the view points.

CONSTITUTION: An image of the object 4 such as the wall of the stomach is formed on image pickup elements 5 and 6 composed of CCDs, etc., through objectives 2 and 3 as 1st and 2nd view points provided to a tip part 1 at a specific distance (l). The outputs of the image pickup elements 5 and 6 are converted into digital signals, which are stored in frame memories 11 and 12 respectively. The stored images of the 1st and 2nd view points are images which are picked up with parallax (l), and contain three-dimensional image on the object at the position shift in the same point on the object 4. The image data stored in those frame memories 11 and 12 are supplied to an image processor 13 to calculate three-dimensional information such as the irregularity, length, area, etc., of the object by image processing based on the data on the parallax (l).



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision  
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11)特許出願公告番号

特公平8-12332

(24) (44)公告日 平成8年(1996)2月7日

(51)Int.Cl. <sup>4</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 2 B 23/24	B			
A 6 1 B 1/00	3 0 0 E			

発明の数1 (全 18 頁)

(21)出願番号 特願昭62-34884

(22)出願日 昭和62年(1987)2月18日

(65)公開番号 特開昭63-201618

(43)公開日 昭和63年(1988)8月19日

(71)出願人 999999999

オリンパス光学工業株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 服部 眞一郎

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 辻内 順平

神奈川県横浜市緑区長津田町4259 東京工  
業大学像情報工学研究施設内

(72)発明者 本田 捷夫

神奈川県横浜市緑区長津田町4259 東京工  
業大学像情報工学研究施設内

(74)代理人 弁理士 杉村 暁秀 (外1名)

審査官 北川 清伸

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 計測内視鏡装置

【特許請求の範囲】

【請求項1】一定の視差を有する複数の対物レンズを介して被写体の複数の画像が撮像でき、この複数の対物レンズの焦点位置に配置された撮像手段を有する内視鏡と、

前記撮像手段によって得られた前記被写体の複数の画像データの画像の歪を補正する歪補正手段と、

前記歪補正手段によって歪補正された複数の画像データの画像間の同一点のズレを検出する検出手段と、

前記検出手段によって検出したズレのデータと、前記視差のデータ及び前記焦点の距離データとに基づいて前記撮像手段から前記被写体までの距離を計測する計測手段と、

を具備することを特徴とする計測内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【産業上の利用分野】

この発明は計測内視鏡装置に関する。

【従来の技術】

従来、内視鏡先端から被写体（生体）までの距離を測定し得るようにした内視鏡装置として、実公昭61-20488号公報には測定子が内視鏡先端から繰出された時点と、それが被写体に当接した時点との間で、測定子の繰出し量を算出して内視鏡先端から被写体までの距離を測定するようにしたものが開示されている。

また、内視鏡に挿通してポリープ等の患部の大きさを測定するものとして、特開昭56-70745号公報にはスライド軸の一端に、該スライド軸の移動に応じて拡開角が変化するように一対の挾針を設け、スライド軸を繰出して挾針により患部を挾持したときのスライド軸の繰出し量から患部の大きさを測定するようにした測長具が開示

されている。

#### 〔発明が解決しようとする問題点〕

しかしながら、上述した従来例においては測定子や挟針を被写体に直接接触させる必要があるため、生体を傷付け易いという問題がある。また、一度の測定で1つの情報しか得られないため、広範囲の計測が困難であり、面積測定ができないという問題がある。

この発明は、このような従来の問題点に着目してなされたもので、非接触で、したがって被写体を何ら損傷することなくその内視鏡先端から被写体（生体）までの距離が得られるよう適切に構成した計測内視鏡装置を提供することを目的とする。

#### 〔問題点を解決するための手段および作用〕

上記目的を達成するため、この発明の計測内視鏡装置では、一定の視差を有する複数の対物レンズを介して被写体の複数の画像が撮像でき、この複数の対物レンズの焦点位置に配置された撮像手段を有する内視鏡と、前記撮像手段によって得られた前記被写体の複数の画像データの画像の歪を補正する歪補正手段と、前記歪補正手段によって歪補正された複数の画像データの画像間の同一点のズレを検出する検出手段と、前記検出手段によって検出したズレのデータと、前記視差のデータ及び前記焦点の距離データとに基づいて前記撮像手段から前記被写体までの距離を計測する計測手段と、を設けた。

#### 〔実施例〕

第1図はこの発明の第1実施例を示すものである。この実施例は直視型の内視鏡において、その先端部1に所定の距離1を隔てて第1の視点としての対物レンズ2および第2の視点としての対物レンズ3を設け、これら対物レンズ2および3によって胃壁等の被写体4の像をCCD等で構成される撮像素子5および6上にそれぞれ結像させるようにしたものである。撮像素子5,6の出力は、ビデオアンプ7,8で増幅した後、A/D変換器9,10でデジタル信号に変換してからメモリIC等で構成されるフレームメモリ11,12にそれぞれ格納する。ここで、フレームメモリ11,12に格納される第1,第2の視点における画像は視差1をもつて撮像された画像であり、これら両画像における被写体4上の同一点の位置ずれに被写体4の三次元情報が含まれている。これらフレームメモリ11,12に記憶された画像データは画像処理装置13に供給し、視差1のデータに基づいて後述するアルゴリズムにより画像処理して被写体4の凹凸や、長さ、面積等の三次元情報を計算する。

第2図はこの発明の第2実施例を示すものである。この実施例は対物レンズ14およびこれによる被写体4の像を撮像するCCD等より成る撮像素子15を内視鏡先端部1において回転円板16に取付け、この回転円板16を回転させることによって実線で示す第1の視点と、この第1の視点から距離1隔てた仮想線で示す第2の視点とにおいてそれぞれ被写体4の画像を取込むようにしたものであ

る。撮像素子15の出力はビデオアンプ17で増幅した後A/D変換器18でデジタル信号に変換し、第1の視点における画像データをフレームメモリ11に、第2の視点における画像データをフレームメモリ12にそれぞれ格納して画像処理装置13において第1実施例と同様にして三次元情報を計算する。また、回転円板16には内視鏡を通してワイヤ19の一端を連結し、このワイヤ19の他端部を内視鏡の後端部においてモータや手動回転ドラム等で構成される円板駆動手段20に連結して、この円板駆動手段20によりワイヤ19を介して回転円板16を回転させるようにする。なお、ワイヤ19はチューブ21を通して延在させ、これによりワイヤ19の回転をスムーズにすると同時にこれを保護するようにする。また、照明用のライトガイドガラスファイバは図示しないが、内視鏡先端部の外周部分に回転円板16の回転に邪魔にならないようにその端面を配置する。

第3図はこの発明の第3実施例を示すものである。この実施例は1つの撮像素子15を第1の視点および第2の視点を構成する対物レンズ2および3の結像位置に移動可能に設け、この撮像素子15により対物レンズ2および3による画像を選択的に取込んで第2実施例と同様に処理するようにしたものである。撮像素子15はガイドレール22に沿って直線的に移動可能に設けたスライド台23に取付ける。スライド台23にはピン24を植設し、たのピン24を軸25を中心に回動自在に設けたアーム26の一端部に形成したガイド穴27に係合させる。アーム26の他端部にはスプリング28を係止し、これによりアーム26を軸25を中心に図において右方向に回動付勢する。また、アーム26の他端部には内視鏡を通してワイヤ29の一端を連結し、このワイヤ29の他端部をローラ30を介して内視鏡の後端部において回転ドラム31に連結する。回転ドラム31はレバー32によって正逆方向に回転可能に構成し、この回転ドラム31の回転によりワイヤ29を選択的に巻取ることにより、スライド台23をスライドさせて撮像素子15を対物レンズ2および3の結像位置にそれぞれ位置決めするようにする。なお、撮像素子15の各信号線は、撮像素子15の移動により信号線が比較的大きく変位する部分においては細いシリコンゴム被覆電線のような可撓性の高い材料より成る信号線33を用い、これらの中継端子34において外部との信号線に接続する。

この第3実施例においては、レバー32を手動で操作することにより回転ドラム31を正逆方向に回転させて撮像素子15を対物レンズ2,3の結像位置に選択的に位置決めするようにしたが、回転ドラム31をモータ等による駆動して電動で同様に位置決めするよう構成することもできる。また、撮像素子15を形状記憶合金あるいはバイモルフ等の圧電素子に取付けて同様の作用を行わせるよう構成することもできる。

第4図はこの発明の第4実施例を示すものである。この実施例は、2つの撮像素子5,6を背中合わせにして内

視鏡先端部1の中央部に軸線方向に沿って配置し、対物レンズ2による被写体像をプリズム36を介して撮像素子5に、対物レンズ3による被写体像をプリズム37を介して撮像素子6にそれぞれ結像させるようにしたもので、その他の構成は第1実施例と同様である。

このように、第1、第2の視点における被写体像を撮像する撮像素子5、6を背中合わせにして内視鏡の中央部に軸線方向に沿って配置するようにすれば、撮像素子5、6として大形のチップを用いることができるので分解能を向上させることができる共に、スペースファクタが良くなるので内視鏡の直径や硬性部を小さくできるという利点がある。

第5図はこの発明の第5実施例を示すものである。この実施例においては、プリズム36および37間に、超音波モータ等の回転機38によって回転可能にプリズム39を配置し、回転機38をモータドライバ40によって駆動してプリズム39を選択的に回転させることにより、対物レンズ2による被写体像をプリズム36および39を介して、また対物レンズ3による被写体像をプリズム37および39を介して共通の撮像素子15で選択的に撮像して、第2および第3実施例と同様に処理するようにしたものである。

第6図はこの発明の第6実施例を示すものである。この実施例においては、対物レンズ2および3による被写体像を1つの撮像素子15で同時に撮像するようにしたものである。撮像素子15は両画像を分離して撮像できる大きさとし、その出力はビデオアンプ17およびA/D変換器18を経て二画面分の記憶容量を有するフレームメモリ41に記憶する。フレームメモリ41の出力は、その記憶領域のアドレス指定によって対物レンズ2による画像データと、対物レンズ3による画像データとに分離して画像処理装置13に供給する。画像処理装置13においては、フレームメモリ41からの対物レンズ2および3による画像データとその視点間の距離（視差）1とに基づいて上述した実施例と同様に演算処理して被写体の三次元情報を得る。

第7図はこの発明の第7実施例を示すものである。この実施例は側視型内視鏡において、その先端部42の側面に第1、第2および第3の視点としての対物レンズ2、3および43を、それぞれ距離（視差）1を隔てて直線状に配置し、その各々の対物レンズ2、3および43による被写体像を対応する撮像素子5、6および44によって撮像するようにしたものである。撮像素子5、6および44の出力はそれぞれビデオアンプ7、8および45、A/D変換器9、10および46を経てフレームメモリ11、12および47に格納し、これらフレームメモリ11、12および47に格納された画像データを視差のデータに基づいて画像処理装置13において同様に演算処理して被写体の三次元情報を得る。

この実施例においては、視点の異なる3枚の画像が得られるので、例えばフレームメモリ11と12および11と47との2種類の組合せ画像によって三次元情報を計算する

ことができ、したがって正確な計測を行うことができる。また、フレームメモリ11と12、12と47、11と47との3種類の組合せ画像を用いることもでき、これにより同じ被写体上の部分における三次元計測値が3種得られるので、それらの平均化処理等を行うことによりさらに正確な三次元計測を行うことができる。

このように3つの視点を設け、それらを種々選択して種々の方向から三次元計測を行うことにより、胃壁や腸管等の複雑な形状をした被写体の三次元計測をより正確に行うことができ、内視鏡診断の精度を格段に向上させることができる。

第8図はこの発明の第8実施例を示すものである。この実施例は、第7実施例の構成を直視型内視鏡に適用したもので、内視鏡先端面に第1、第2および第3視点としての対物レンズ2、3および43を同一円周上に配置したものである。なお、第8図において符号48は照明用のライトガイドを、符号49は鉗子口を示す。

第9図はこの発明の第9実施例を示すものである。この実施例は、第8実施例においてさらに一つの対物レンズ系を加えて視点を四つにしたもので、符号50は加えた対物レンズを示す。対物レンズ2、3、43および50は内視鏡先端面において同一円周上に等間隔に、すなわち先端面の中心の周りに90°ずつずらして配置する。

この実施例によれば、90°方向の違う視差を有する2組の画像が得られるので、視点を被写体の周りで一周させた場合に被写体がどのように見えるかを計算することが可能となり、その結果2系統の対物レンズ系による計測ではわかりにくかった被写体の微小病変等を容易に発見できるようになる。また、得られる4枚の画像を種々組合せて被写体の同一点に対する三次元計測値を多数求めることにより、非常に精度の高い計測が可能となる。ちなみに、4枚の画像から2枚を組合せると、6種類の組合せが得られるので、被写体の同一点に対して最大6種類の計測値が得られることになる。したがって、これらを平均すれば計測誤差を大幅に軽減することができる。勿論、上記の6種類の中からいくつかの組合せのみ採用してもよい。

なお、第9実施例においては対物レンズ系を4系統としたが、それ以上設けることもできる。また、第2実施例のように対物レンズと撮像素子とをそれぞれ1個として、これらを回転移動させることにより実質的に3点以上の視点における画像を得るよう構成することもできる。このようにすれば、小形化も容易にでき、コストも安価にできる。

また、上述した各実施例においては複数の視点における画像をCCD等の固体撮像素子で撮像するようにしたが、これらの画像をイメージガイドファイバ等を用いて内視鏡接眼部へ伝送し、内視鏡接眼部にテレビカメラを取付けて撮像するようにしてもよいし、接眼部を設けずイメージガイドファイバの他端の像を直接テレビカメラ

で撮像するようにしてもよい。これらの場合のテレビカメラとしては、固体撮像素子を使ったものや、撮像管を用いたものを使用することができる。

次に、上述した各実施例に示した画像処理装置13での三次元情報の計測原理について説明する。

第10図に示すように、視差1を有する第1の視点としての対物レンズ2による画像と、第2の視点として対物レンズ3による画像とをそれぞれ撮像素子5および6で撮像する場合、これら撮像素子5および6上におけるそれぞれの画像と被写体4との幾何学的対応は第11図に示すようになる。ここで、対物レンズ2,3の中心の位置を $O_1, O_2$ 、その時得られる画像を $P_1, P_2$ 、対物レンズ2,3の焦点距離を $f$ とする。この場合、被写体4の任意の点A, Bは、画像 $P_1$ 上では $a_1, b_1$ の位置に、また画像 $P_2$ 上では $a_2, b_2$ の位置にそれぞれ写しとられるので、これら2枚の画像を中心を合わせて重ね合わせると、 $a_1, b_1$ の点は画像 $P_2$ 上では $a_1', b_1'$ の位置に相当する。このときの $a_1'$ と $a_2$ との間の距離を $d_a$ 、 $b_1'$ と $b_2$ との間の距離を $d_b$ とする。また、 $O_1, O_2$ を含む被写体4と平行な面 $P_0$ と点Aとの間の距離を $h_A$ 、 $P_0$ と点Bとの間の距離を $h_B$ とすると、 $h_A$ と $d_a$ との間は三角形 $AO_1O_2$ と三角形 $O_2a_1'a_2$ との相似関係より、次の関係式が成り立つ。

$$\frac{h_A}{\ell} = \frac{f}{d_a} \quad \text{--- (1)}$$

$$W_A = \frac{e_a \cdot h_A}{f} = \frac{e_a \cdot f \cdot \ell}{f \cdot d_a} = \frac{e_a \cdot \ell}{d_a} \quad \text{--- (5)}$$

同様に、 $W_B$ は(6)式で求められる。

$$W_B = \frac{e_b \cdot \ell}{d_b} \quad \text{--- (6)}$$

これにより、画像 $P_1$ 上で被写体4上での任意の点間の距離の絶対的大きさを測定することができる。

次に、上述した2枚の画像 $P_1$ および $P_2$ において、対応する点間の距離 $d$ を求める場合にいて説明する。この距

$$f(r), g(r) \text{ で表わし、} g(r) \text{ が} f(r)$$

と比べて

$D$

だけシフトしているとする。つまり、

$$g(r) = f(r - D)$$

と仮定する。ただし、

したがって、 $h_A$ は次式で求めることができる。

$$h_A = \frac{f \cdot \ell}{d_a} \quad \text{--- (2)}$$

同様にして、 $h_B$ は(3)式で求められる。

$$h_B = \frac{f \cdot \ell}{d_b} \quad \text{--- (3)}$$

このように、2枚の画像 $P_1, P_2$ における対応点間の距離 $d$ を求めることによって、その点の被写体4上での高さ方向の絶対的大きさ $h$ を求めることができる。

次に、被写体4上における任意の点の間の距離の絶対的大きさを求める場合について説明する。画像 $P_1$ における中心を $c_1$ とし、 $P_1$ 上で $c_1$ と $a_1$ および $c_1$ と $b_1$ との間の距離をそれぞれ $e_a$ および $e_b$ とする。また、 $O_1$ から垂直に被写体4上に下した直線 $I$ と点AおよびBとの間の距離をそれぞれ $W_A$ および $W_B$ とすると、先ず $W_A$ と $e_a$ の間には比例関係より、

$$\frac{W_A}{h_A} = \frac{e_a}{f} \quad \text{--- (4)}$$

が成立する。よって、この(4)式に上記(2)式を代入すると、 $W_A$ は(5)式により求めることができる。

したがって、被写体4を $P_0$ と平行な平面に投影したときの点Aと点Bとの間の距離 $W_{AB}$ は、(7)式のようにして求めることができる。

$$W_{AB} = W_B - W_A = \ell \left( \frac{e_b}{d_b} - \frac{e_a}{d_a} \right) \quad \text{--- (7)}$$

距離 $d$ は、基本的には2枚の画像 $P_1, P_2$ の中の小領域における相関を調べることによって求める。ここで、2枚の画像 $P_1, P_2$ 内の小領域を開数

は二次元を表わす座標である。この場合の

$$f(r) \text{ と } g(r)$$

との相関は次式で定義される。

$$\varphi(S) = \int_A f(r) \cdot g^*(r-S) \cdot dr \quad \text{--- (8)}$$

ただし、Aは小領域の面積を表わすものとする。以下、この(8)式を

$$\varphi(S) = f(r) * g(r)$$

と略記する。

上記(8)式をフーリエ変換すると、

$$\Phi(u) = F(u) \cdot G^*(u) \quad \text{--- (9)}$$

となる。なお、

$$F(u) \text{ は } f(r)$$

$$\Phi(u) = F(u) \cdot F^*(u) \cdot e^{-j \cdot 2\pi \cdot u \cdot D} \quad \text{--- (10)}$$

となり、これを逆フーリエ変換すると、(11)式のようになる。

$$\varphi(S) = R_{rr}(t) * \delta(t-D) \quad \text{--- (11)}$$

ただし、この(11)式においては

$$R_{rr}(t) \text{ が } f(r)$$

の自己相関関数で、

$$R_{rr}(t) = f(r) * f(r) \quad \text{--- (12)}$$

で表わされることを、また

$$e^{-j \cdot 2\pi \cdot u \cdot D}$$

の逆フーリエ変換が

$$\delta(t-D)$$

となることを使用している。

上記の(11)式は相関関数

$$\varphi(S) \text{ が } S=D$$

のところで、ピークを有することを示している。したがって、相関関数

$\varphi(S)$  を求め、そのピークの位置D

を調べることにより、

$$g(r) \text{ が } f(r)$$

に対してどれだけシフトしているかを決定することができる。このことを利用して、2枚の画像 $P_1, P_2$ から対応する小領域を求め、対応する点間の距離dを求めることができる。

次に、実際の構成例について説明する。

第12図は上述した処理を行う画像処理装置13の全体の

をフーリエ変換した関数を示し、

$$G(u) \text{ は } g(r)$$

をフーリエ変換した関数を示す。

ここで、

$$g(r) = f(r-D)$$

の条件を使うと、上記(9)式は、

構成を示すブロック図である。内視鏡側から送られてくる2枚分のカラー画像データ90は画像メモリ91に記録される。画像メモリ91の画像データはカラー/モノクロ変換器92に供給され、計測に適したモノクロ画像データに変換される。このモノクロ画像データは歪補正器93により画像の歪が補正された後、相関演算器94に供給され、ここで対応点間の距離、つまりシフト量が検出され、そのシフト量がシフト量メモリ95に蓄積される。一方、画像表示装置96では、画像メモリ91に記録されている画像の表示や、シフト量メモリ95に記録されているシフト量データと視差1のデータとから計算され画像の凹凸情報、さらには画像内の任意の部分の大きさや高さの絶対値等の表示を行う。

以下、上述した画像処理装置における各部の具体的な構成および動作について更に詳細に説明する。

#### (1) 入力データ

異なる2つの視点における2枚分のカラー画像データは画像メモリ91に供給し、その視点間の距離1を表わす視差データは歪補正器93および画像表示装置96に供給する。なお、画像メモリ91はそれぞれの視点における画像データを格納するフレームメモリ11, 13(第1図参照)で代用させてもよく、また視差データはそれが一定のときは予め組込んでおいてもよい。

#### (2) 画像の歪補正

入力した画像は対物レンズの収差により歪んでいるのでこれを修正する。この画像の歪補正においては、第13図に示すように、先ず体内で画像を撮る前に同じ条件で平面上の正方のます目を撮り、この画像が正方になるような各画素における補正值を決めて実際に入力する画像について補正を行う。

第14図はこのような画像の歪補正を行う歪補正器93の構成を示すブロック図である。視差1に応じた歪補正值を記憶してあるメモリ104は入力画像データに適当なア

ドレスを与え、その対応する歪補正值により入力画像データの歪を補正しながらこれを画像メモリ105に記録する。次に、画像メモリ105に記録された画像に対して補間演算器106によって補間演算を行ってその画像データ

$$\begin{cases} f(x) = |x|^3 - 2|x|^2 + 1 & |x| < 1 \\ f(x) = |x|^3 + 5|x|^2 - 8|x| + 4 & 1 \leq |x| < 2 \\ f(x) = 0 & |x| \geq 2 \end{cases}$$

等を用いる。

### (3) 相関演算

相関演算では第16図に示すように、2枚の左および右画像LP、RPの中に、検出点KPと検出点KPを中心とした演算対象領域を設定する。演算対象領域は、最初は相関ピークがあまり鋭くないが大まかな見当をつけるためにある程度大きな領域例えばBEを設定し、次に対象領域を絞って小さな領域SEにおいて演算を行い、精度良く対応する領域を決定する。この相関演算を行う相関演算器94は電気回路および光学装置によってそれぞれ構成することができる。

#### (i) 電気回路による相関演算器

第17図は電気回路による相関演算器の一例の構成を示すブロック図である。この例では歪補正および補間演算された画像データを格納する画像メモリ107に対してアドレス発生器108により演算対象領域を指定し、その指定された領域の画像データを取出して積和演算器109によって相関演算を行い、その結果を判定器110によって判定する。すなわち、最初に大きな演算対象領域について相関演算を行う際は、ある値以上になる相関値とそのときのアドレスとをコントローラ112側に送る。コントローラ112はその結果を判断し、次に対象を限定した領域のアドレスを発生するようにアドレス発生器108に指令を送る。これにより、次に小さな設定領域について、同様にして相関演算を行い、今度は相関値の最大値のみを判定器110によって判定してそのときのアドレスをシフト量メモリ111に送る。

この構成は、演算に時間がかかるが、簡単な部品で構成できる利点がある。

第18図は電気回路による相関演算器の他の例の構成を示すブロック図である。この相関演算器は第17図に示す構成において、積和演算器109の代わりに高速フーリエ変換器(FFT)113a、113bと、掛け算器114と、逆FFT115とを用いて同様の相関演算を行うようにしたものである。

$$U_f(q) = \frac{A}{j\lambda f} \iint_{-\infty}^{\infty} f(r) \exp\left[-j\frac{2\pi}{\lambda f} r \cdot q\right] dr \quad \dots (13)$$

ただしA:入射光の振幅、f:レンズ121の焦点距離

上記(13)式において、空間周波数を

を画像メモリ107に記録する。このように補間演算を行うことにより、歪補正によって高い空間周波数成分が劣化するのを防ぐ。この補間関数としてはsinc関数に近い形を持つ第15図に示すようなβ-spline関数

る。

この回路構成によれば、相関演算速度を速くすることができるという利点がある。

#### (ii) 光学装置による相関演算器

第19図は光学装置による相関演算器の一例の構成を示ものである。この例では、レーザ116からの出力光をビームエキスパンダ117によって適当な径に広げた後ハーフミラー118に入射させ、該ハーフミラー118で反射された光によりミラー119を介して画像フィルム120を照明する。画像フィルム120は画像メモリ107に記憶されている左右どちらかの画像データをポジフィルムに焼きつけたもので、第20図に示すように、演算対象領域DEだけを透過マスクMAをかぶせて設置する。画像フィルム120を透過した光はレンズ121によって集光し、レンズ121の焦点面に置かれたホログラム122に導く。このホログラム122にはハーフミラー118を透過した光を参照光として導き、これら参照光と画像フィルム120を透過した光とによって干渉縞を記録する。次に、同じ光学系において画像フィルム120として最初に用いた画像とは別の画像を用い、レンズ123の焦点面に置かれた光強度分布を二次元的に検出するディテクタ124によって光のスポット位置を検出し、コントローラ125でその座標を判定する。このような操作を、画像フィルム120のマスクの大きさおよび位置を変えることによって繰り返し、最終的な測定値をシフト量としてシフト量メモリ126に記録する。

次に、以上の光学系により相関演算が行なえる原理を説明する。画像

$$f(r)$$

を通過した単色平面波がレンズ121により集光されると、その焦点面における複素振幅分布

$$U_f(q)$$

は(13)式で表わすことができる。

$$u = \frac{q}{\lambda f}$$

とすると、これは二次元フーリエ変換と全く同じにな



る。したがって、第19図でレンズ121の焦点面には画像  
 $f(r)$

をフーリエ変換した画像が形成され、これと参照光とを  
 干渉させた強度分布がホログラム122に記録されること

$$H_f(q) \propto U_f(q) + A \exp(-j\alpha q) \quad \text{--- (14)}$$

ただし  $\alpha = \frac{2\pi}{\lambda} \tan \beta$

であり、 $\beta$ は参照光軸とz軸すなわちホログラム122の  
 法線とのなす角である。

ここでホログラム122の感光材料が光強度の1/2乗に比  
 例する振幅透過率特性を持つとすると、このホログラム

$$T_H(q) \propto |U_f(q)|^2 + A^2 + AU_f(q) \exp(j\alpha q) + AU_f^*(q) \exp(-j\alpha q)$$

--- (15)

次に、このホログラム122を別の画像  $g(r)$  を画像  
 フィルム120に置いて照明する。このときのホログラム1  
 22を透過する光波の波面

$$O(q) \propto U_g \cdot T_H(q)$$

$$= (|U_f(q)|^2 + A^2) \cdot U_g(q) + A \cdot U_f(q) \cdot U_g(q) \exp(+j\alpha q) + AU_f^*(q) U_g(q) \exp(-j\alpha q) \quad \text{--- (16)}$$

ここで、第3項の回折光波面の出る方向にレンズ123  
 を置き、これによる二次元フーリエ変換作用を考えると、  
 レンズ123の焦点面における複素振幅分布

$$O'(r) \propto A f(r) * g(r - \alpha) \quad \text{--- (17)}$$

よって、(17)式で原点を $\alpha$ に移動すれば(17)式は  
 $O'(r) \propto A f(r) * g(r) \quad \text{--- (18)}$

となり、上述した(8)式で示した相関演算と同じ形に  
 なる。したがって、レンズ123の焦点面に二次元ディテ  
 クタ124を設置して、光強度が最大になる点を検出すべ  
 ば、

$$f(r) \text{ と } g(r)$$

とのズレ量がわかることになる。

この光学的相関演算によれば、瞬時にして結果が得ら  
 れるという利点がある。

第21図は光学装置による相関演算器の他の例の構成を  
 示すものである。この例では第19図に示した画像フィル  
 ム120を用いる代わりに、画像メモリ107より直接CRTコ  
 ントローラ127を介してCRT128に映し出した画像をイン  
 コヒーレント/コヒーレントコンバータ129によりレー  
 ザ光で読出すようにしたものである。このインコヒーレ  
 ント/コヒーレントコンバータ129としては、液晶を用

になる。したがって、この場合ホログラム記録面での光  
 波の複素振幅分布

$$H_f(q)$$

は次式で与えられる。

122の振幅透過率分布

$$T_H(q)$$

は(15)式で表される。

$$O(q)$$

は次式のようになる。

$$O'(r)$$

は(17)式で与えられる。

いたLCLVあるいはBSO等を用いることができる。

かかる構成によれば、画像を一度ポジフィルムに焼く  
 といった煩雑な操作を不用とし、電気系から光学系への  
 変換がスムーズな形で可能となる。

#### (4) 画像表示

第22図は画像表示装置96の一例の構成を示すブロック  
 図である。この例では、画像表示コントローラ130にお  
 いて、入力されるカラー画像データ、シフト量データお  
 よび視差1のデータからどの内容を表示するかをキーボ  
 ード、ジョイマティック等で構成されるマン=マシーン  
 インターフェース131からの指示に応じて決定し、その  
 内容をカラーディスプレイ132に表示する。カラーディ  
 スプレイ132に表示する表示モードとしては、第23図  
 (A)、(B)および(C)に示す3種類のモードがあ  
 る。第1モードは、第23図(A)に示すように、生のカ  
 ラー画像の表示である。また、第2モードは第23図  
 (B)に示すようにシフト量データと視差データ1と  
 から求められる画像の凹凸情報で、濃淡画像として表示  
 するものである。つまり、画像の中で高さの高い部分程明

るく表示するモードである。更に、第3モードは、第23図(C)に示すように高さ情報を三次元グラフィック表示するものである。この第3モードにはさらに2つのモードがあり、その1つは線画で表示するものである。この際、画像表示コントローラ130では三次元画像の平滑化処理や隠線処理を行う。第3モードの2番目のモードは、三次元画像にもとのカラー情報をかぶせて表示するもので、画像表示コントローラ130では平滑化処理を加え、より立体感を出すためにシェーディング処理を施す。

なお、第3モードではマン=マシーンインターフェース131からの指示により、任意の角度方向から三次元グラフィック表示ができるようになっている。

また、第2および第3モードではカーソルCAを任意の位置に設定し、計測する内容を指示することにより指定された部分の高さ、距離、面積等の値を表示できるようになっている。

更に、第22図においてカラーディスプレイ132に表示される内容は、画像記録装置133によって記録されるようになっている。この画像記録装置133としては、カメラによるフィルムへの記録、インスタントカメラ、カラーハードコピー等が選択できるようになっている。

以上、画像処理装置13の構成および動作を二つの対物レンズ2,3およびそれに対応する撮像素子5,6を有する場合について説明したが、これは上述したその他の構成の場合においても同様である。

#### 〔発明の効果〕

以上述べたように、この発明によれば撮像手段を有する内視鏡上の複数の視点における被写体の複数の画像データ間の同一点のズレのデータと、複数の対物レンズ間の視差のデータと、前記複数の対物レンズの焦点の距離データと、に基づいて前記撮像手段から前記被写体までの距離を計測しているので、被写体を何ら損傷することなく、前記内視鏡先端から被写体（生体）までの距離を測定することができる。また、一般に内視鏡では広い範囲を観察するため画像データに歪が生じるが、前記歪補正手段によって前記画像データの歪を補正しているので、前記画像データのズレを正確に検出することができる。

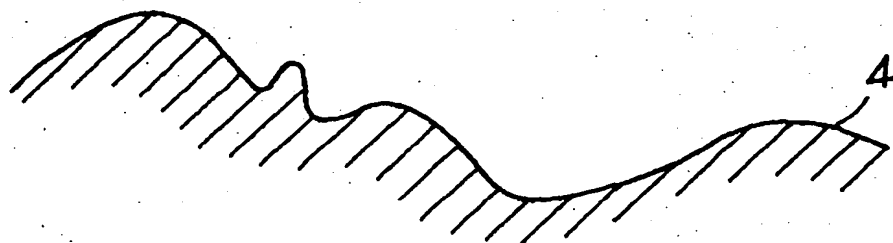
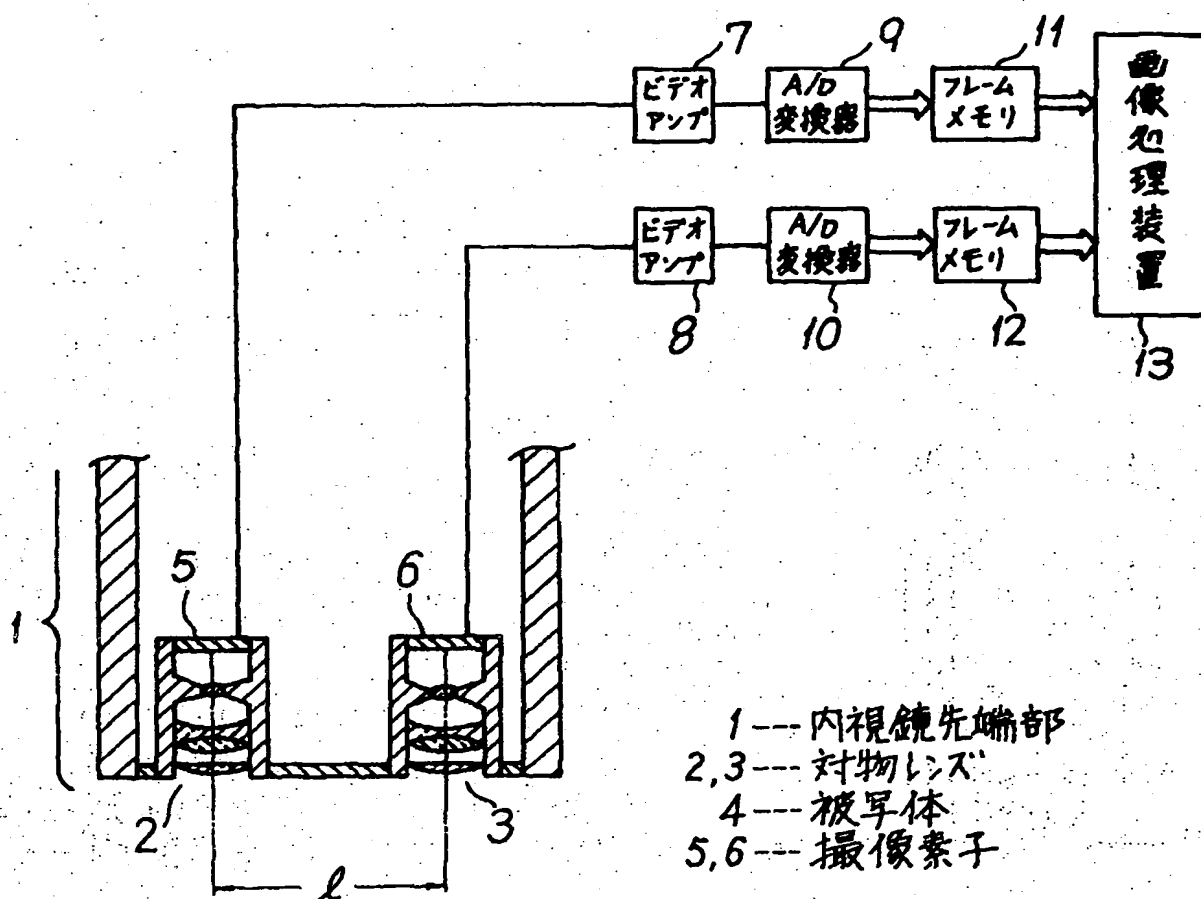
#### 【図面の簡単な説明】

第1図はこの発明の第1実施例を示す図、  
第2図は同じく第2実施例を示す図、  
第3図は同じく第3実施例を示す図、  
第4図は同じく第4実施例を示す図、  
第5図は同じく第5実施例を示す図、  
第6図は同じく第6実施例を示す図、

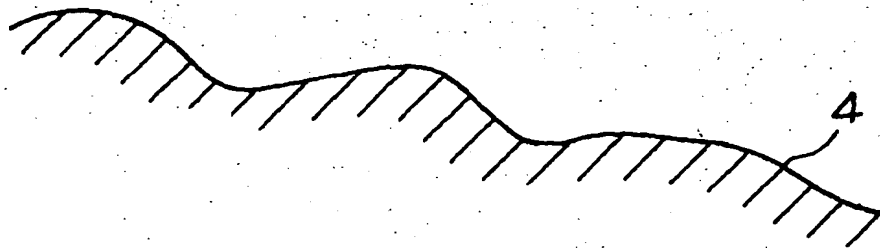
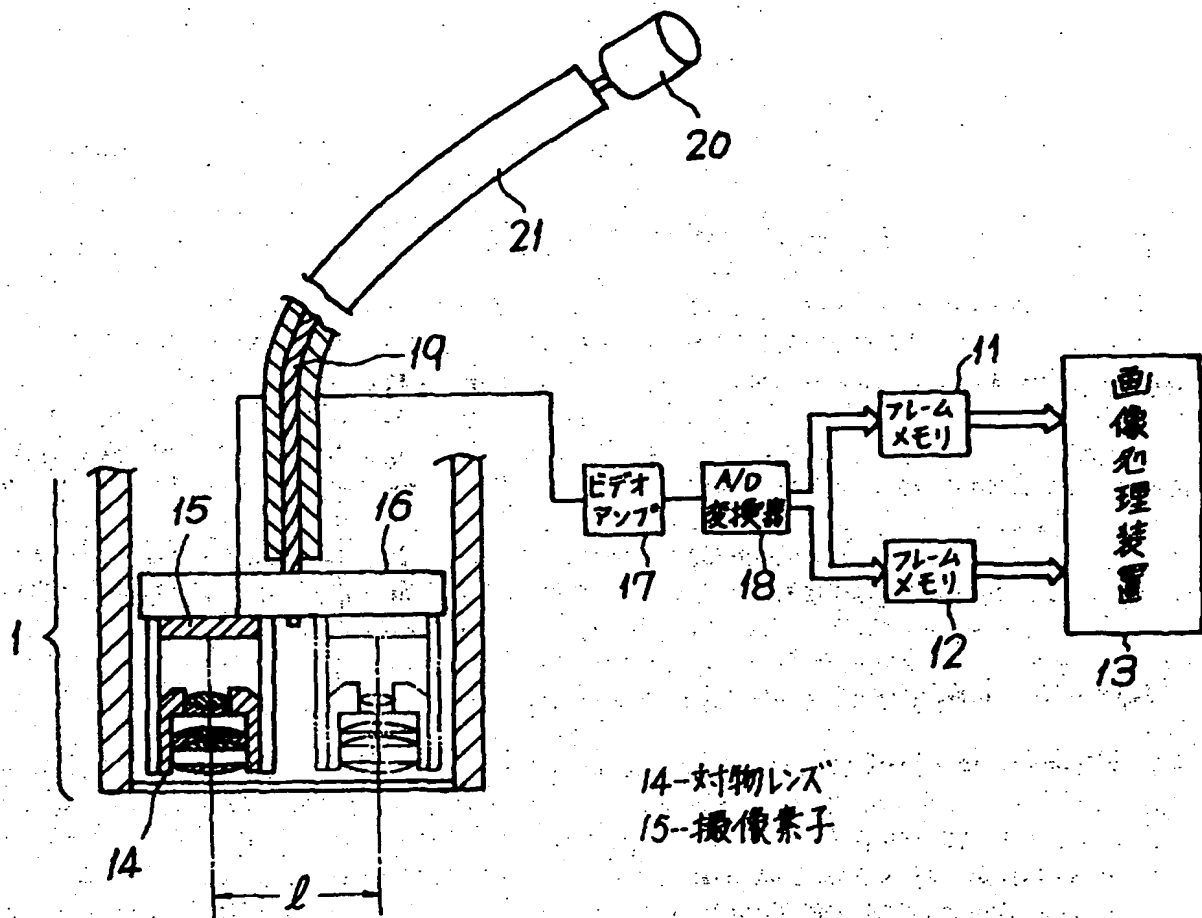
第7図は同じく第7実施例を示す図、  
第8図は同じく第8実施例を示す図、  
第9図は同じく第9実施例を示す図、  
第10図第11図は三次元情報の計測原理を説明するための図、  
第12図は各実施例における画像処理装置の一例の構成を示すブロック図、  
第13図は第12図に示す歪補正器の動作を説明するための図、  
第14図は同じく歪補正器の一例の構成を示すブロック図、  
第15図は同じく歪補正器で行う補間演算に用いる補間関数の一例を示す図、  
第16図は第12図に示す相関演算器の動作を説明するための図、  
第17図は同じく相関演算器の一例の構成を示す図、  
第18図は同じく他の例の構成を示す図、  
第19図は同じく更に他の例の構成を示す図、  
第20図は第19図に示す相関演算器で用いるマスクを示す図、  
第21図は相関演算器の更に他の例の構成を示す図、  
第22図は第12図に示す画像表示装置の一例の構成を示すブロック図、  
第23図(A)、(B)および(C)は同じく画像表示装置における表示例を示す図である。

- 1……内視鏡先端部
- 2, 3, 14, 43, 50……対物レンズ
- 4……被写体
- 5, 6, 15, 44……撮像素子
- 7, 8, 17, 45……ビデオアンプ
- 9, 10, 18, 46……A/D変換器
- 11, 12, 41, 47……フレームメモリ
- 13……画像処理装置、16……回転円板
- 19……ワイヤ、20……円板駆動手段
- 21……チューブ、22……ガイドレール
- 23……スライド台、24……ピン
- 25……軸、26……アーム
- 27……ガイド穴、28……スプリング
- 29……ワイヤ、30……ローラ
- 31……回転ドラム、32……レバー
- 33……信号線、34……中継端子
- 36, 37, 39……プリズム、38……回転機
- 40……モータドライバ
- 42……側視型内視鏡先端部
- 48……ライトガイド、49……鉗子口

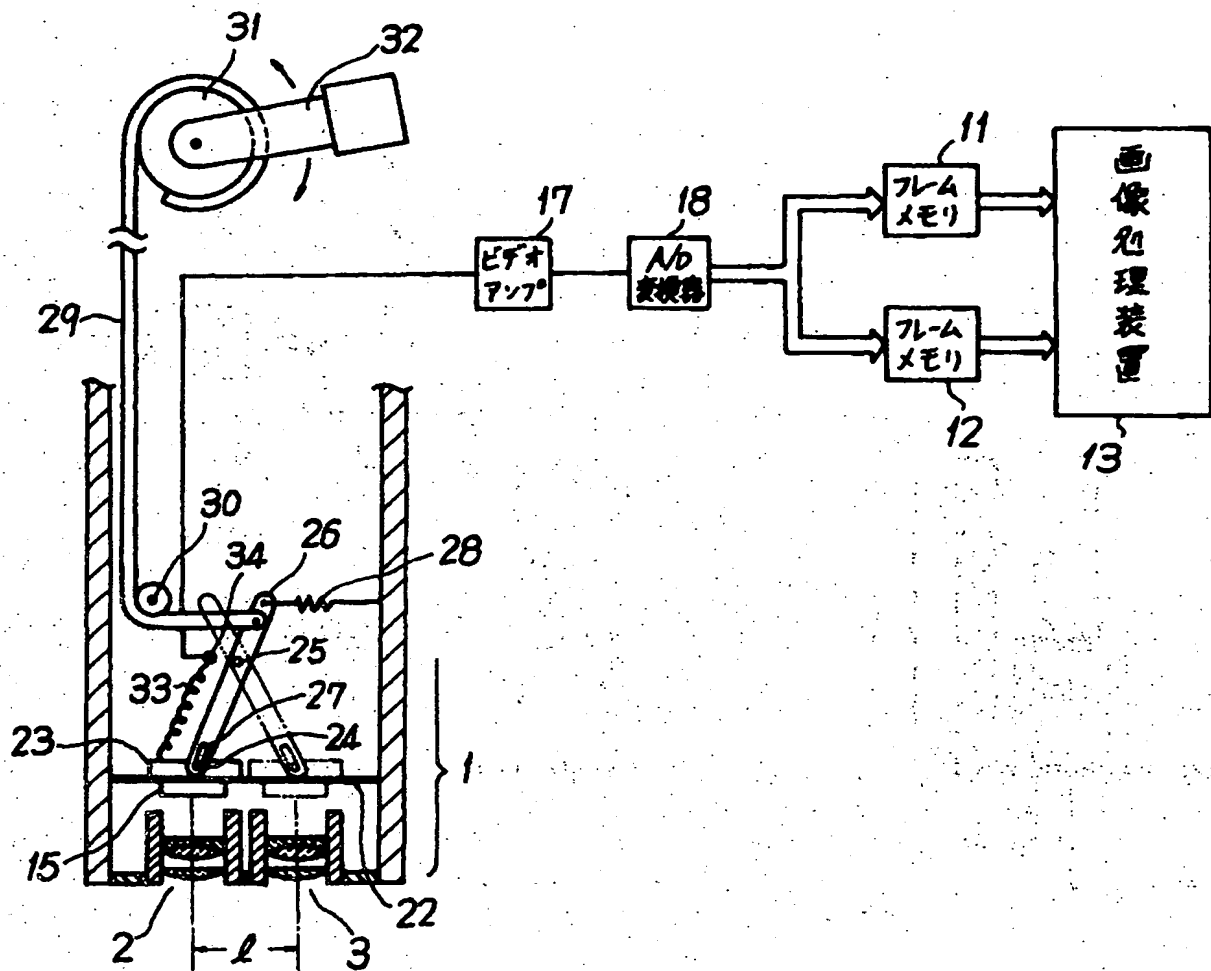
【第1図】



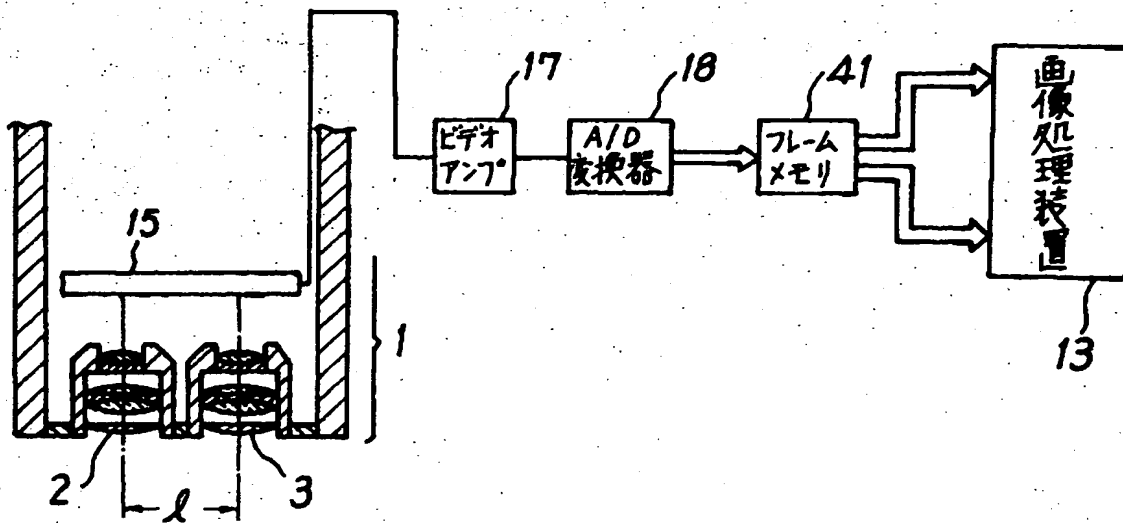
【第2図】



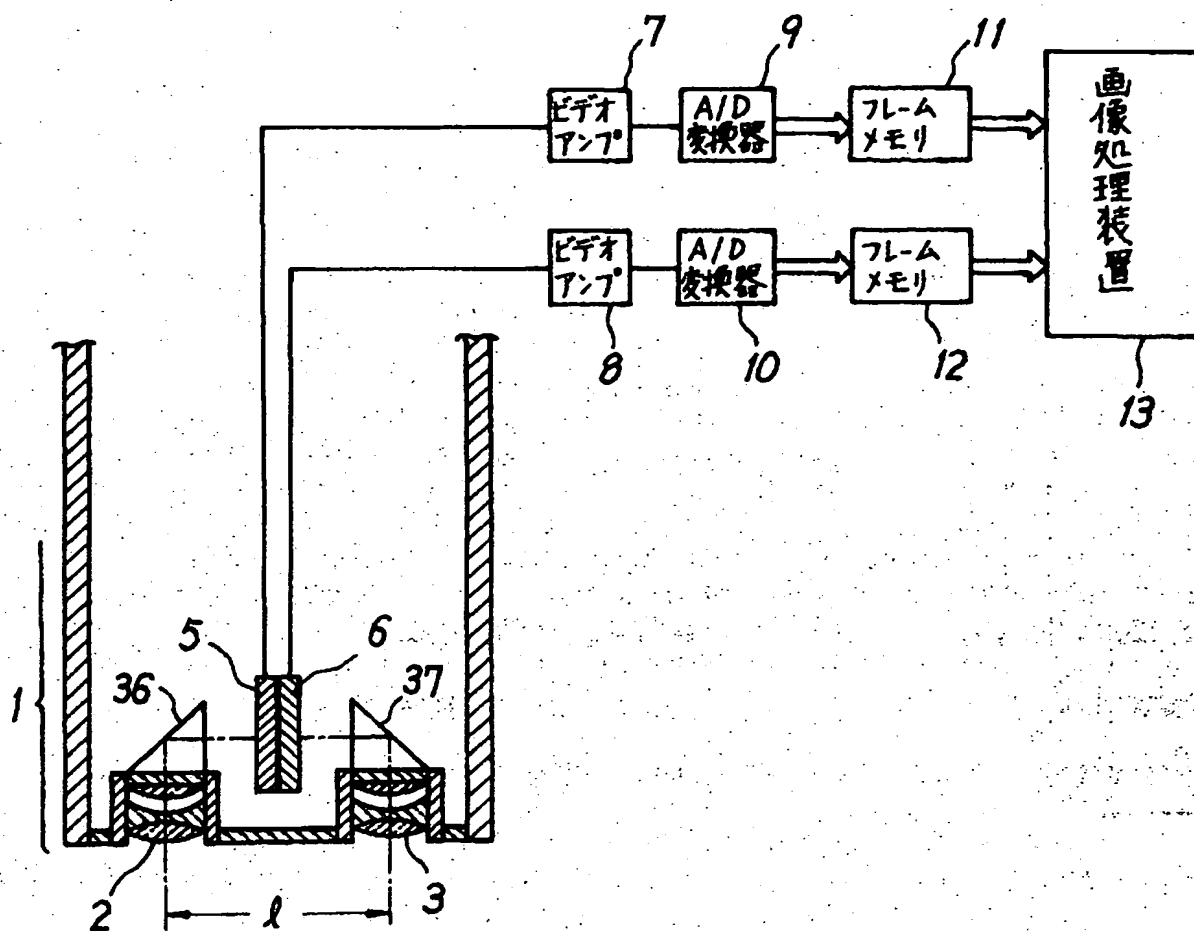
【第3図】



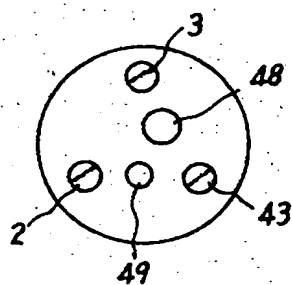
【第6図】



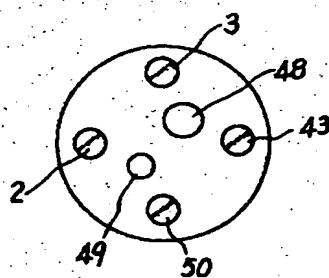
【第4図】



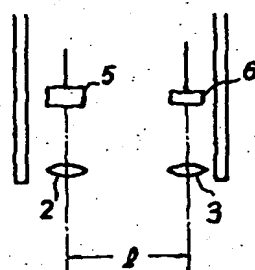
【第8図】



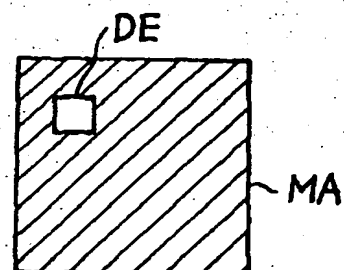
【第9図】



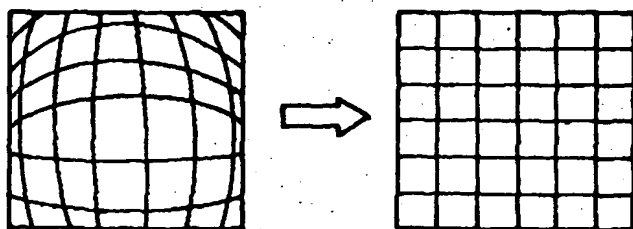
【第10図】



【第20図】

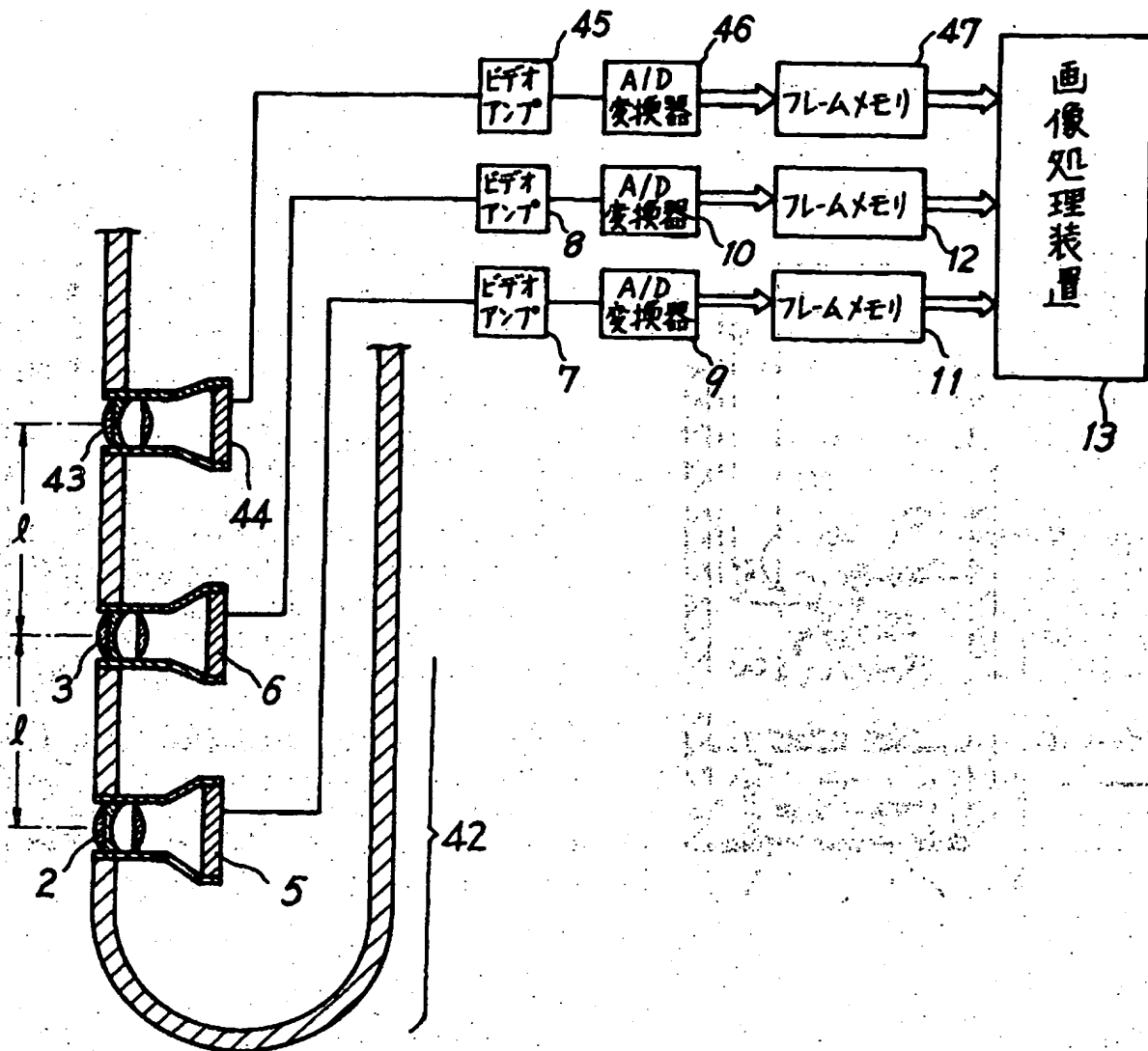


【第13図】

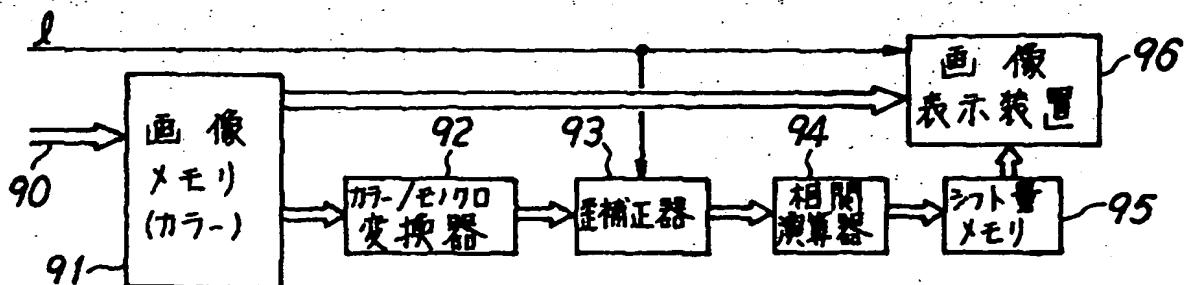




【第7図】

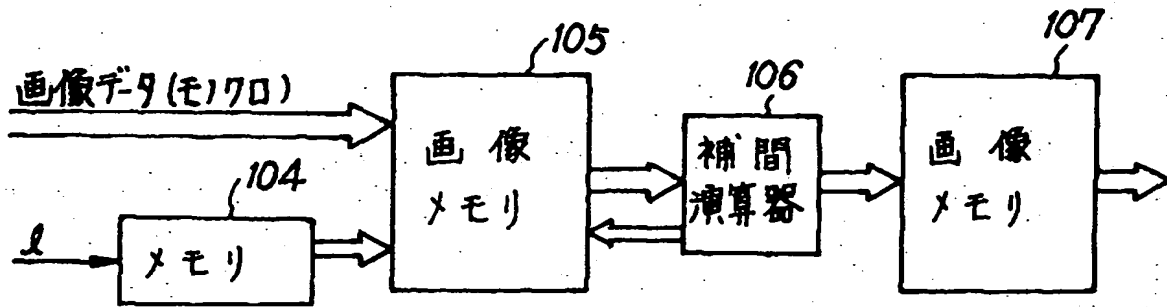


【第12図】

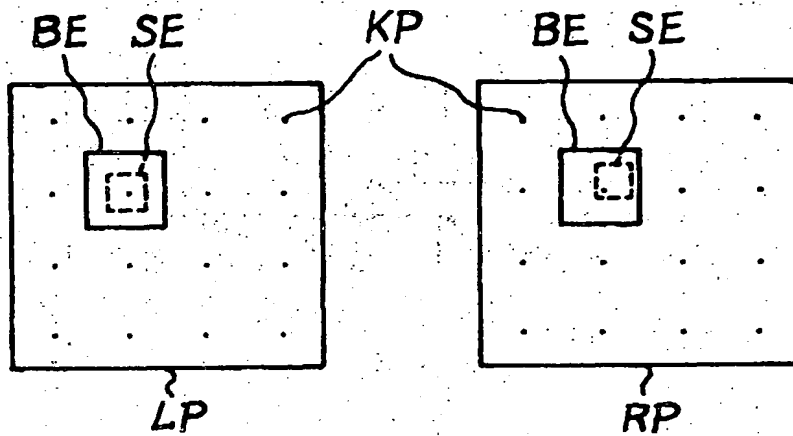




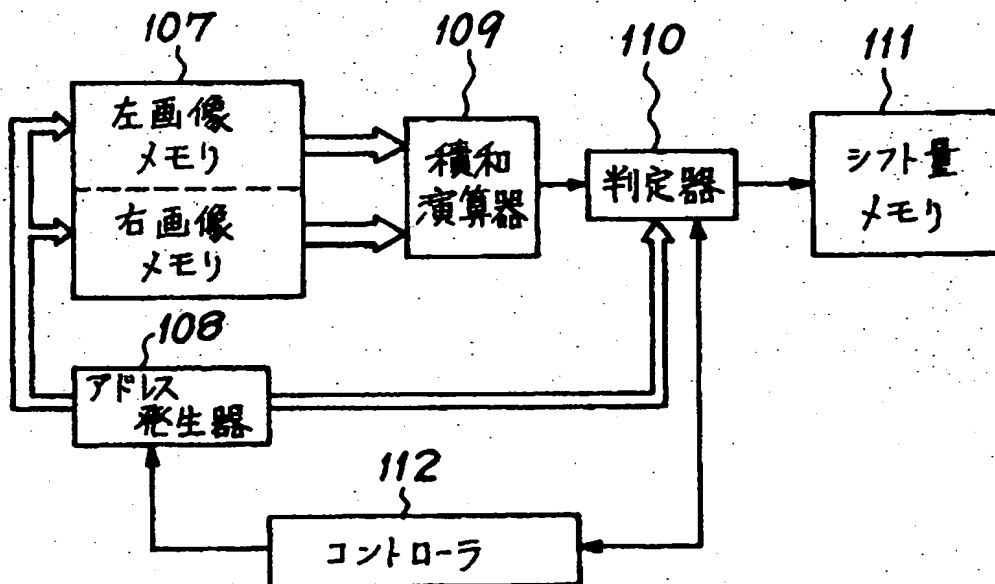
【第14図】



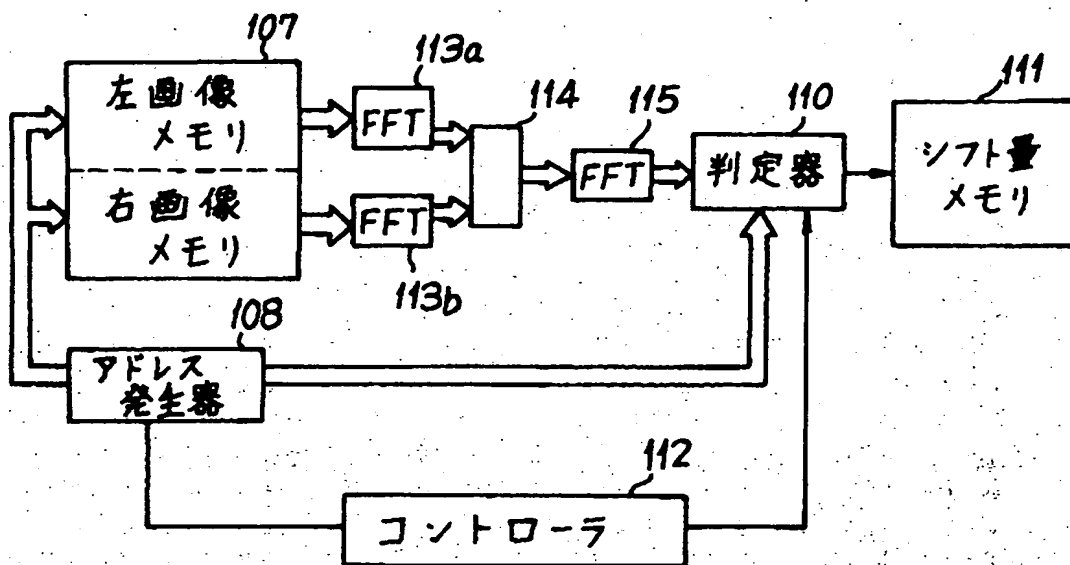
【第16図】



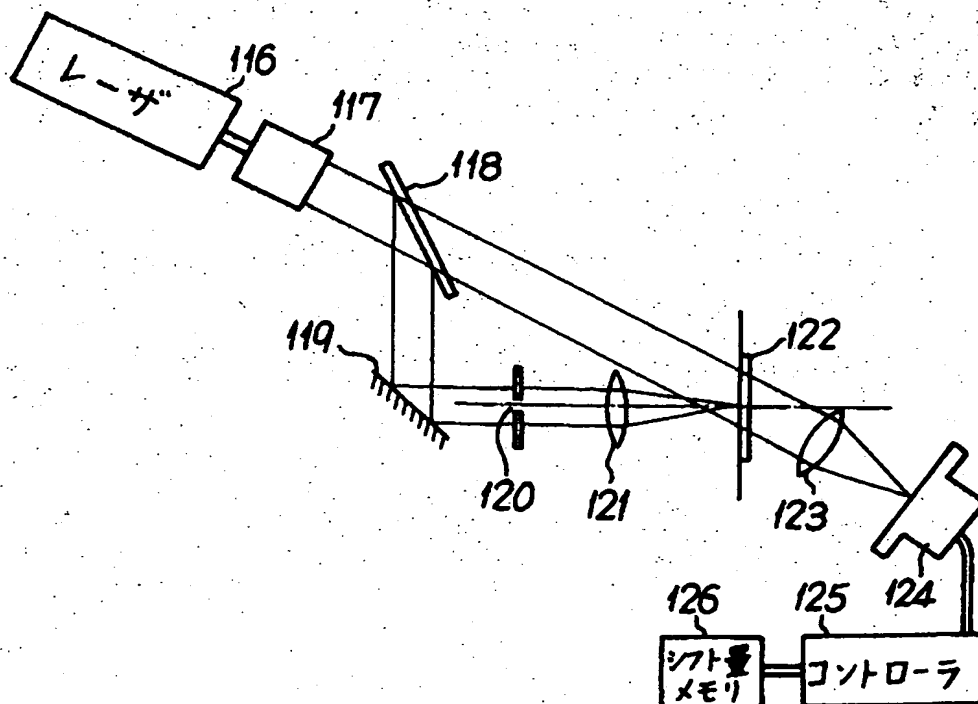
【第17図】



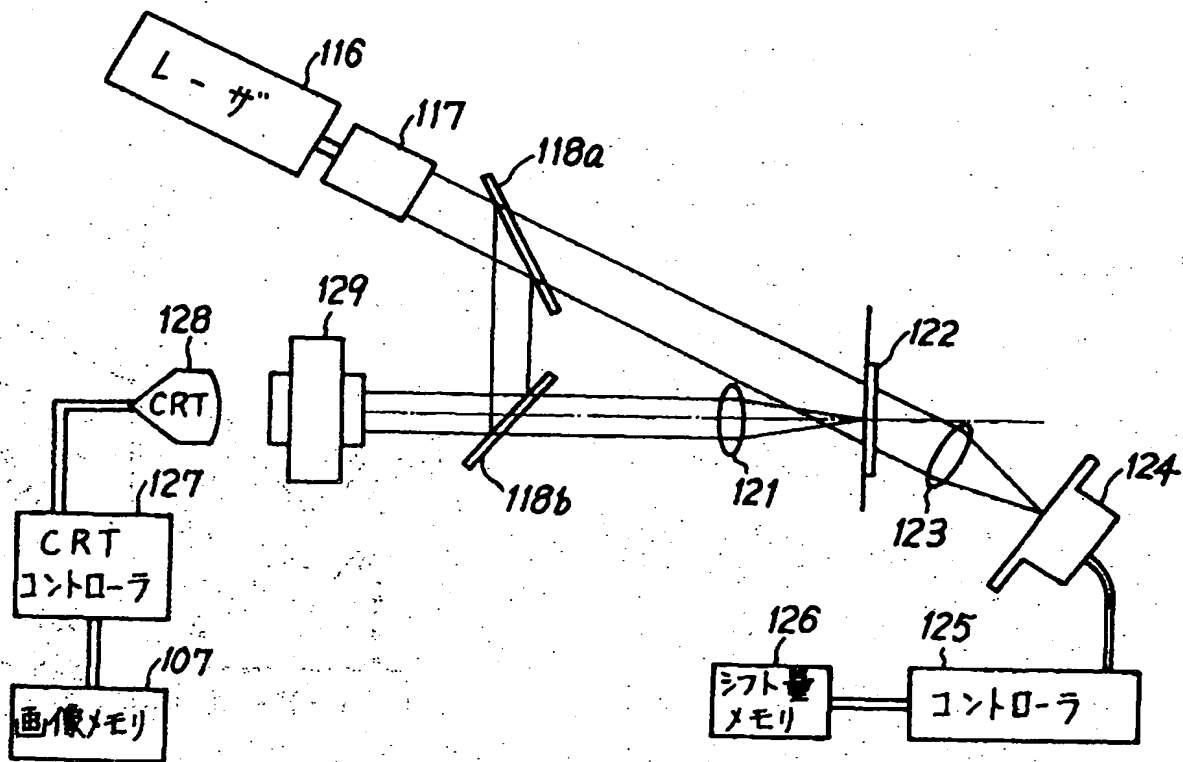
【第18図】



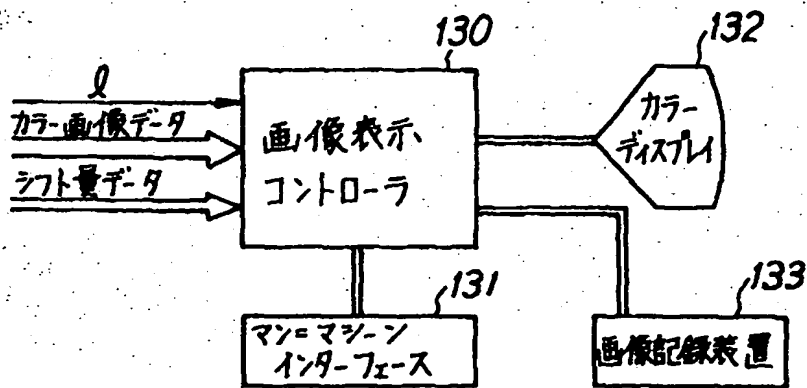
【第19図】



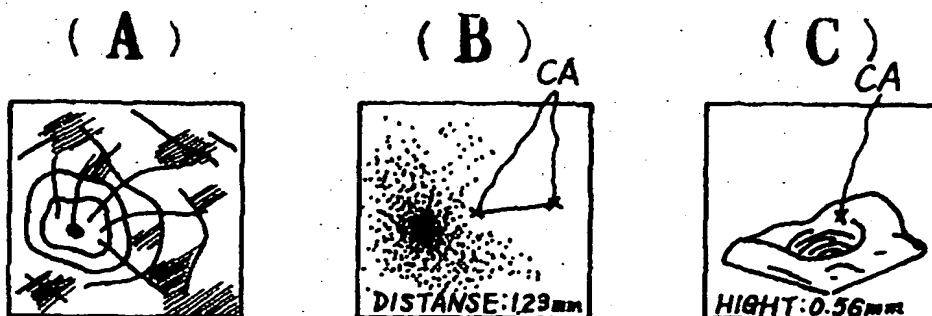
【第21図】



【第22図】



【第23図】



フロントページの続き

(72)発明者 大山 永昭

神奈川県横浜市緑区長津田町4259 東京工  
業大学像情報工学研究施設内

(72)発明者 菊地 奨

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目43番 2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 野波 哲緒

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目43番 2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 宮崎 昭彦

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目43番 2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内